

Jointless artificial foot - has spring-elastic foot insert formed at ring spring conforming to natural outer foot contour

Patent Number: DE4037928
Publication date: 1992-05-27
Inventor(s): NICK HANS-JUERGEN DIPL ING (DE)
Applicant(s): HMS ANTRIEBSSYSTEME GMBH (DE)
Requested Patent: ☐ DE4037928
Application Number: DE19904037928 19901124
Priority Number(s): DE19904037928 19901124
IPC Classification: A61F2/66
EC Classification: A61F2/66
Equivalents:

Abstract

A flat elliptical ring spring (2) is fitted inside a prosthesis body (1), and in company with the body is firmly connected via a connecting piece (9) to an artificial leg (10). The ring spring is made of a fibre union material, in which fibreglass and carbon fibre are used as reinforcements. The reinforcement is partic. strong in the heel (5) and sole (3) areas, with a simultaneously enlarged cross-section of the ring spring. In this way, in the areas of higher load, the spring constant is enlarged, and the loadability of the areas is enhanced.
USE - As an artificial foot.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



⑬ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 40 37 928 A 1**

⑤ Int. Cl.⁵:
A61 F 2/66

⑲ Aktenzeichen: P 40 37 928.0
⑳ Anmeldetag: 24. 11. 90
㉑ Offenlegungstag: 27. 5. 92

DE 40 37 928 A 1

⑦ Anmelder:
HMS Antriebssysteme GmbH, 1000 Berlin, DE

⑧ Vertreter:
Christiansen, H., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 1000 Berlin

⑨ Erfinder:
Nick, Hans-Jürgen, Dipl.-Ing., 1000 Berlin, DE

⑥ Prothesenfuß

⑦ Gelenkloser Prothesenfuß mit einem die Prothesenbelastungen aufnehmenden und übertragenden federelastischen Fußeinsatz, wobei der Fußeinsatz als eine, der natürlichen äußeren Fußkontur im Längsschnitt einbeschriebene, eine in sich geschlossene Kontur bildende, Ringfeder ausgebildet ist.

DE 40 37 928 A 1

Die Erfindung betrifft einen Prothesenfuß der im Oberbegriff des Anspruchs 1 angegebenen Art.

Bei den bekannten Fußprothesen wird das dynamische Verhalten des gesunden menschlichen Fußes nur unvollkommen nachgebildet: Beim Gehen dient der menschliche Fuß bei Kontakt der Ferse mit dem Boden als Dämpfungselement, in der vertikalen Position des Beines als elastische Stütze für den Körper und bei reiner Vorfußbelastung als Speicher für potentielle, den Vortrieb unterstützende Energie.

Der Standard SACH-Fuß (Solid Ankle Cushioned Heel) mit einem massiven starren Fußkern und einer gepolsterten Ferse kann zwar die dämpfende und die stützende Funktion des natürlichen Fußes übernehmen, ist aber nicht in der Lage, Antriebsenergie zu speichern. Die vom SACH-Fuß ausgehende Weiterentwicklung eines Prothesenfußes mit Energiespeichervermögen führte zum SEATTLE-Fuß. Beim SEATTLE-Fuß wird der starre Fußkern des SACH-Fußes im Vorderfußbereich durch Federelemente ersetzt, so daß das Energiespeichervermögen des Vorderfußes verbessert werden konnte. Die gewünschte dämpfende Wirkung wird durch eine gepolsterte Ferse erreicht.

Die bekannten Prothesenfüße sind durch den massiven Fußkern relativ schwer und insbesondere für jüngere Fußamputierte nicht akzeptabel, da sie noch nicht einmal die passiven Funktionen eines natürlichen Fußes akzeptabel ersetzen können.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen Prothesenfuß der eingangs genannten Gattung zu schaffen, welcher in seinen Eigenschaften mit auf die Bedürfnisse sich auch sportlich betätigender Prothesenträger ausgerichtet ist.

Diese Aufgabe wird mit den kennzeichnenden Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

Die Erfindung beruht auf der Erkenntnis, daß sich eine wesentliche Verbesserung der Eigenschaften einer gattungsgemäßen Fußprothese durch ein in sich geschlossenes ringförmiges Federelement erzielen läßt, welches insbesondere Bereiche vergrößerter Krümmung im Fersen- und/oder Vorfußbereich aufweist, welche jeweils die dorsale bzw. plantare Flexion bestimmen. Mit einer bevorzugt aus faserverstärktem Kunststoff hergestellten Feder läßt sich die Masse der Prothese erheblich verringern, so daß die Prothese einerseits ökonomisch hergestellt werden kann und andererseits beim Tragen unauffällig bleibt, da wegen der insgesamt angenehmeren Trageeigenschaften auch der Gang des Prothesenträgers sich nicht merklich verändert.

Mit einer geschlossen, der natürlichen äußeren Fußform einbeschriebene, flachelliptische Ringfeder als Federelement sind im Sohlenbereich die Übergänge zwischen den einzelnen zu einer Ringfeder miteinander verbundenen und aufeinander wirkenden Teilfederbereiche, die jeweils eine individuell zu bemessende und auch nichtlineare Federkennlinie aufweisen können, harmonisch und fließend. Damit ist die Ringfeder, auch bei einer Änderung des Lastangriffpunktes über den gesamten Sohlenbereich, wie es zum Beispiel beim Abrollen des Fußes geschieht, in der Lage, die Last bei einem harmonischen Bewegungsablauf aufzunehmen und in das Bein überzuleiten. Die einzelnen Teile der Ringfeder werden durch die resultierende Lastverteilung vor Überbeanspruchung und vorzeitiger Abnutzung geschützt.

Die Ringfeder hat ein relativ großes Energiespeicher-

vermögen, welches lokal durch Anpassung der Federeigenschaften der Ringfeder, insbesondere durch Veränderung des Querschnitts (d. h. der maßgeblichen Flächenträgheitsmomente) oder auch durch die verstärkte Zugabe von Faserbewehrung in Teilbereichen der Ringfeder variiert und den jeweiligen individuellen Erfordernissen angepaßt werden kann.

Es ist insbesondere von Vorteil, wenn eine, insbesondere verschleißbare, Zugangsöffnung zu den das Federsystem bildenden Elementen vorgesehen ist, so daß diese nachträglich austausch- oder ergänzbar sind, wobei Eigenschaften des Gesamtsystems durch nachträgliche Veränderung jederzeit den geänderten Bedürfnissen des Prothesenträgers angepaßt werden können.

Die Ringfeder ist bevorzugt aus faserverstärktem Kunststoff mit unterschiedlichen möglichen Faserbewehrungen, insbesondere Kohlefasern, hergestellt. Ein solcher Faserverbundwerkstoff weist, bedingt durch die durchgehenden Fasern gute Federeigenschaften und ein hohes Energiespeichervermögen auf.

Um bei einer erhöhten Laufgeschwindigkeit und/oder Schrittfrequenz und/oder Einfederung einzelner Teilbereiche der Ringfeder die Federschwingungen nichtlinear beeinflussen zu können, so daß einerseits eine Überbeanspruchung der Ringfeder und andererseits auch eine Resonanzschwingung der Feder verhindert wird, ist bei einer bevorzugten Weiterbildung der Erfindung ein begrenzender Anschlag, ein Stoßdämpfer und/oder ein zusätzliches Federelement innerhalb der Ringfeder angebracht. Das zusätzliche Federelement kann gegebenenfalls progressiv wirksam sein.

Der Anschlag oder die Feder verhindern, daß Bereiche der Ringfeder in zu starkem Maße einfedern, so auch sehr große Sprungbelastungen sicher aufgenommen werden können. Der Anschlag und/oder die Feder dienen gleichzeitig auch als Überlastsicherung, da Verformungen durch Überlast auch von ihnen gedämpft und begrenzt werden können. Gleichzeitig lassen sich damit auch die Linearitätseigenschaften des Systems gezielt verändern.

Bei einer weiteren bevorzugten Weiterbildung der Erfindung kann nicht nur die Einfederung der Ringfeder durch einen Anschlag oder eine zusätzliche Feder innerhalb der Ringfeder gedämpft und begrenzt werden, es kann die Einfederung der Ringfeder auch durch einen innerhalb der Ringfeder eingebrachten hydraulischen Stoßdämpfer gebremst werden, um bei einer hohen Schrittgeschwindigkeit eine federelastische Axialkompression in Beinlängsrichtung zu ermöglichen und somit die Stöße in Beinlängsrichtung besser abfangen zu können. Die Wirkung des Stoßdämpfers nimmt insbesondere mit der Geschwindigkeit des Einfederns zu.

Aufgrund seiner ringförmig geschlossenen Form ist die Werkstoffausnutzung des erfindungsgemäßen Federelements optimal, da die gesamte Ringfeder bei jeder Belastungskonfiguration diese mitträgt. Die Form der Ringfeder kann dem eines natürlichen Fußes ohne weiteres angepaßt werden und kann entweder mit oder auch ohne eine kosmetischen Umhüllung in einem Schuh getragen werden. Das Federelement ist in der Umhüllung aus Kunststoff (vorzugsweise Polyurethan oder Silikon) zusammen mit den zusätzlichen Einbauteilen jederzeit zur Wartung oder Nacharbeitung zugänglich angeordnet. Der Materialaufwand und das Gewicht einer derartigen auf einfacher Weise herstellbaren Ringfeder sind zudem sehr gering.

Günstig ist insbesondere, daß die erfindungsgemäße Ringfeder in der Weise symmetrisch ausgestaltet ist, daß

keine getrennte Links- und Rechtsausführung notwendig sind und somit nur eine einzige Federausführung für jede Schuhgröße herzustellen und lagermäßig vorrätig zu halten ist.

Durch eine entsprechende lokale Veränderung des Ringfederquerschnitts und/oder eine zusätzliche Faserverstärkung in Teilbereichen bzw. einer entsprechenden Zusammensetzung aus mehreren Teilsegmenten mit entsprechenden unterschiedlichen Eigenschaften sind die Federcharakteristiken in weiten Grenzen variabel ausgestaltbar. Somit sind nicht nur Bereiche mit linearen, sondern auch solche mit progressiven Federkennlinien sogar nebeneinander bei einer einzelnen Prothese realisierbar.

Es ist ersichtlich, daß durch die erfindungsgemäße Ringfeder Relativbewegungen in jeglicher Richtung und in jedem Drehsinn zwischen Beinende und Sohlenbereich aufgefangen und abgefedert werden. Trotzdem ist eine gute seitliche Führung und ein ausreichender Widerstand gegen Torsionsbewegungen gegeben, so daß trotz der erfindungsgemäß erreichten verbesserten Federwirkung bei reduziertem Gewicht der Prothesenträger jederzeit das Gefühl eines zuverlässigen und stabilen Bodenkontaktes hat.

Andere vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden nachstehend zusammen mit der Beschreibung der bevorzugten Ausführung der Erfindung anhand der Figuren näher dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 eine Seitenansicht eines ersten Ausführungsbeispiels eines erfindungsgemäßen Prothesenfußes,

Fig. 2 eine Seitenansicht einer zweiten Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Prothesenfußes,

Fig. 3 eine Seitenansicht eines Prothesenfußes gemäß Fig. 1 mit einem zusätzlichen integrierten Anschlag,

Fig. 4 eine Seitenansicht eines Prothesenfußes gemäß Fig. 2 mit zusätzlicher integrierter zweiter Feder sowie

Fig. 5 eine Seitenansicht einer Ausführungsvariante eines Prothesenfußes gemäß Fig. 1 mit integriertem Begrenzungselement und Stoßdämpfer.

In Fig. 1 ist ein erstes Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen gelenklosen Prothesenfußes dargestellt. Den Konturen des gestrichelt dargestellten Prothesenkörpers 1 folgend ist eine flachelliptische Ringfeder 2 innerhalb des Prothesenkörpers 1 angeordnet. Diese Ringfeder 2 ist zusammen mit dem Prothesenkörper 2 über ein Verbindungsstück 9 mit dem Prothesenbein 10 fest verbunden. Die Ringfeder 2 besteht aus einem Faserverbundwerkstoff, wobei Glasfaser und Carbonfaser als Bewehrung dienen. Bereichsweise, insbesondere im Fersen- 5 und im Sohlenbereich 3, ist diese Faserbewehrung besonders verstärkt — bei gleichzeitig vergrößertem Querschnitt der Ringfeder 2. Dadurch werden in den Bereichen der höheren Belastung die Federkonstanten vergrößert, um die Belastbarkeit der jeweiligen Bereiche zu vergrößern.

In Fig. 2 ist eine Seitenansicht einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Prothesenfußes dargestellt. Die Ringfeder 2 dieser Ausführungsform weist im Gegensatz zur Ringfeder 2 der Ausführung gemäß Fig. 1 im Fersenbereich 5 eine dem Vorderfuß 4 zugewandte Wölbung 6 auf. Diese Ringfeder 2 besteht aus mehreren untereinander mechanisch verbundenen Segmenten. Die Segmente sind durch eine Schelle 8, die die einander überlappenden Verbindungsbereiche der Segmente umgreift, miteinander verbunden. Die Schelle 8 wird aus mit noch flüssigen Kunststoff getränktem Fasermaterial gleichzeitig mit der Ringfeder 2 hergestellt.

Die Segmente der Ringfeder können aber auch verschraubt, vernietet oder auf sonstige Weise untereinander mechanisch verbunden sein. Mit einer solchen Ringfeder 2 ist eine lokal noch definiertere Federwirkung als mittels der einstückigen Ringfeder 2 nach Fig. 1 erzielbar. Dies ist insbesondere bei einem Prothesenfußträger, der sich besonderes sportlich betätigen möchte von großer Bedeutung, da der dorsale Flexionswinkel des natürlichen Fußes sich bei einem schnellen Lauftempo erhöht um die Antriebsfunktion beim Abheben des Fußes zu verbessern und dieser Vorgang durch eine solche Ringfeder 2 gut simuliert werden kann.

In Fig. 3 ist ein Prothesenfuß gemäß der Fig. 1 mit einem innerhalb der Ringfeder 2 angeordneten Begrenzungselement 11 dargestellt. Das Begrenzungselement 11 ist als einfacher starrer Körper ausgebildet und ist im oberen Bereich 7 mit der Ringfeder 2 verbunden. Ab einer bestimmten Einfederung des Sohlenbereichs 3 oder des Fersenbereichs 5 oder des oberen Bereichs 7 der Ringfeder 2 wird eine weitere Verformung der Ringfeder 2 durch das Begrenzungselement 11 verhindert. Somit dient dieses Begrenzungselement 11 als eine Überlastsicherung und verhindert, daß die Ringfeder 2 überbeansprucht wird. Somit wird die Gefahr einer Beschädigung der Ringfeder 2 oder eine dauernde Minderung deren Federeigenschaften erheblich reduziert. Im Falle einer Überbeanspruchung wirkt der Prothesenfuß vorübergehend nicht als federelastisches Element, ist aber dennoch in der Lage die wichtige stützende Funktion auszuüben.

In Fig. 4 ist ein Prothesenfuß gemäß der Fig. 2 mit einer anderen Ausführungsform eines Begrenzungselements dargestellt. Anstatt ein starrer Körper als Begrenzungselement wird eine zusätzliche Feder 12 innerhalb der Ringfeder 2 angeordnet. Diese kann entweder als herkömmliche Schraubenfeder oder aber auch als eine weitere, innerhalb der ersten Ringfeder 2 angeordnete, Ringfeder ausgebildet sein. In beiden Fällen ist die Feder derart dimensioniert, daß sie nur die maximal zulässige Einfederung der Ringfeder 2, bedingt durch deren Federeigenschaften, zuläßt. Die Federn überlagern sich zu einem nichtlinearen Federsystem, wenn die Wirkung der zusätzlichen Feder erst ab einem vorgegebenen Einfederungsweg der Ringfeder 2 einsetzt. Bei einer derartigen Ausführung ist die zusätzliche Feder 12 einseitig mit der Ringfeder 2 fest verbunden, während ihr anderes Ende in Bezug auf die innere Gegenseite der Ringfeder in deren entspanntem Zustand einen entsprechenden Abstand aufweist.

In Fig. 5 ist eine andere Weiterbildung des erfindungsgemäßen Prothesenfußes der Fig. 1 dargestellt. Innerhalb der Ringfeder 2 sind ein Begrenzungselement 13, eine blattförmige Feder 12 und ein hydraulischer Stoßdämpfer 14 angeordnet. Alle sind fest mit der Ringfeder 2 verbunden und das Begrenzungselement 13 ist wiederum als starrer Körper ausgebildet. Bei einer Einfederung der Ringfeder 2 kommt das Begrenzungselement 13 mit der blattförmigen Feder 12 in Verbindung. Diese Anordnung des Begrenzungselements 13 und der Feder 12 führt zu einer nichtlinearen Federcharakteristik des Prothesenfußes. Der Stoßdämpfer 14 wird zudem derart gesteuert, daß bei Überschreitung einer eingestellten Schrittfrequenz diese die Ausfederung der Ringfeder 2 abbremst. Dadurch wird bei einer hohen Schrittfrequenz, wie beispielsweise beim Laufen, die Ausfederung der Ringfeder 2 gebremst um die Stöße in Beinlängsrichtung besser abfangen zu können.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung

nicht auf das vorstehend angegebene bevorzugte Ausführungsbeispiel. Vielmehr ist eine Anzahl von Varianten denkbar, welche von der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch macht.

5

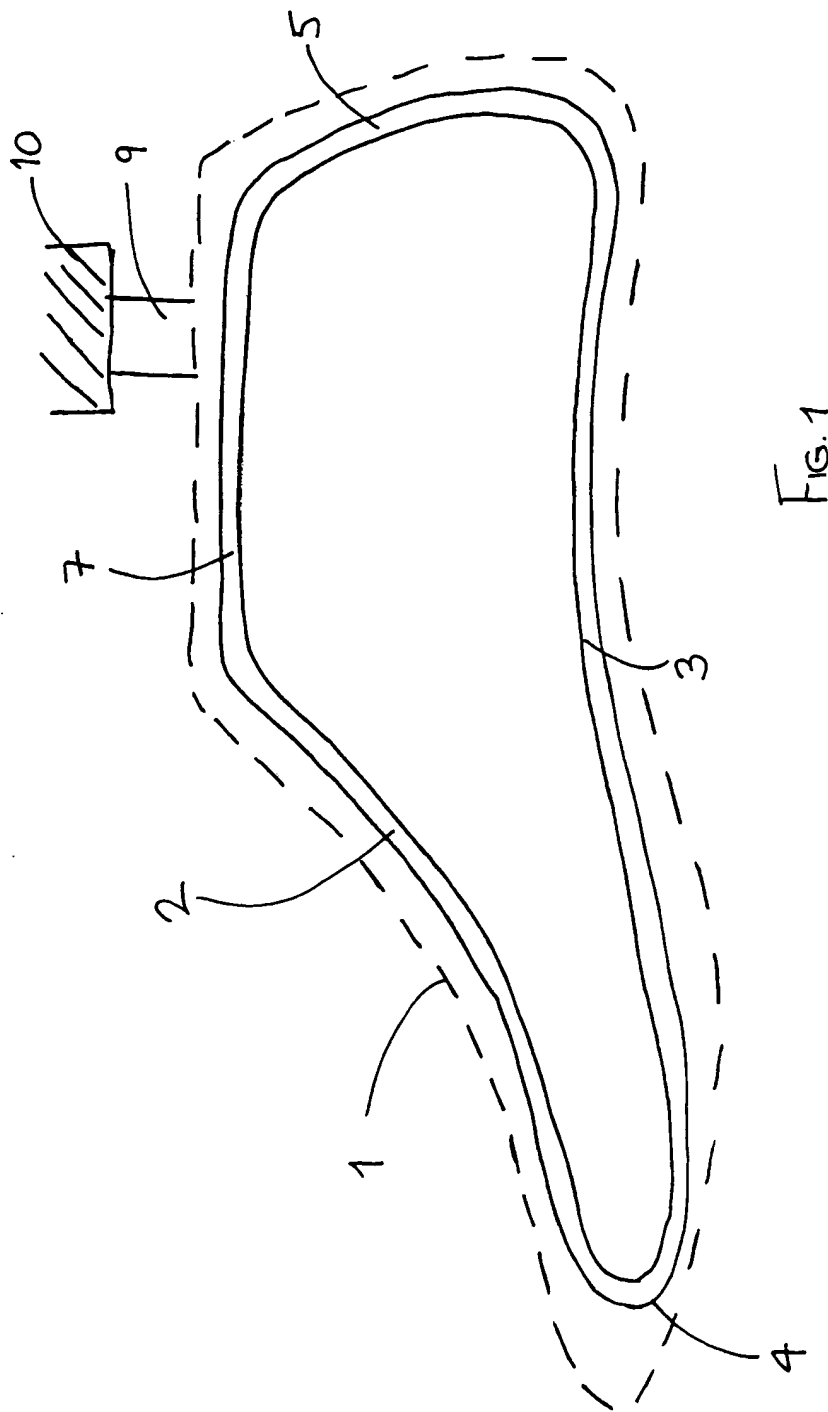
Patentansprüche

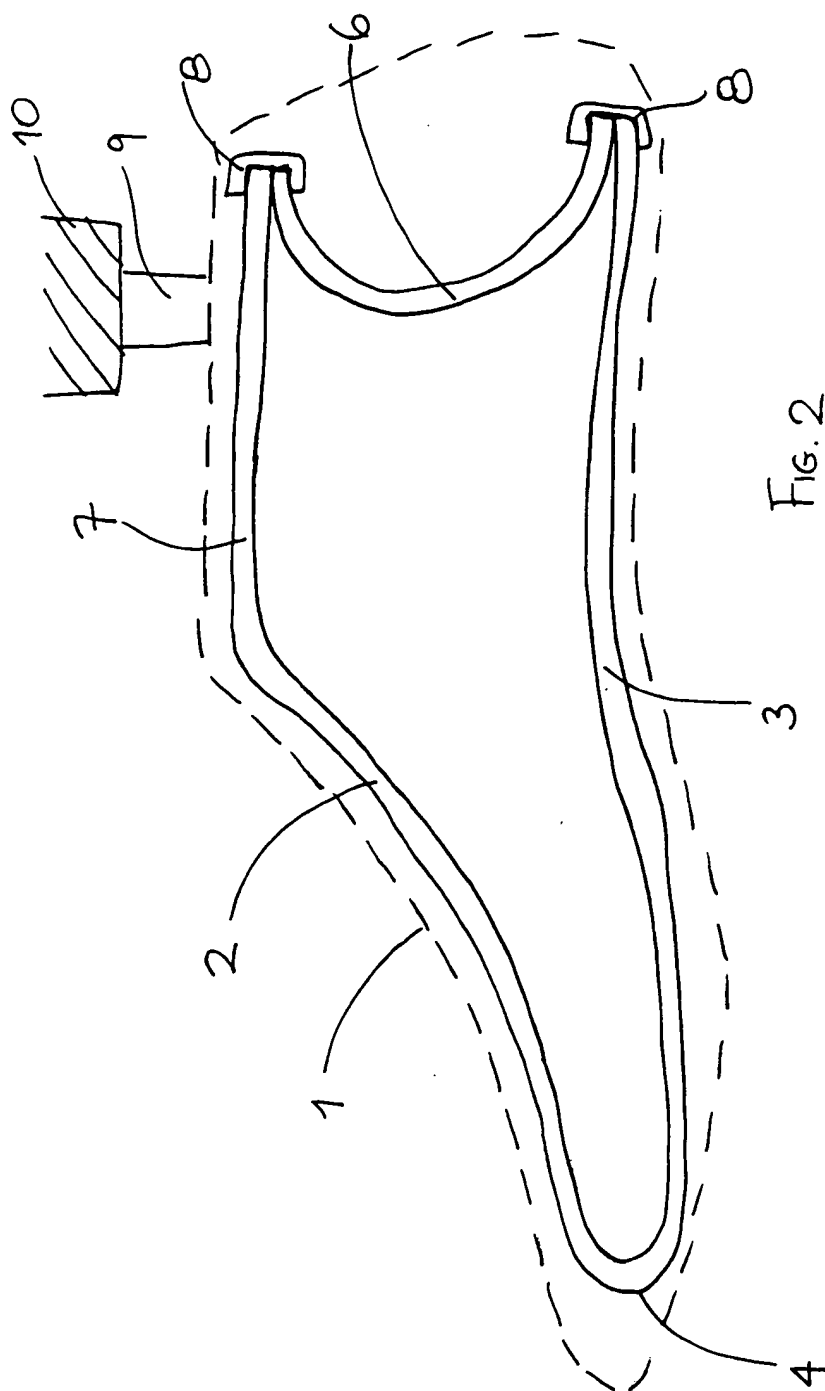
1. Gelenkloser Prothesenfuß mit einem die Prothesenbelastungen aufnehmenden und übertragenden federelastischen Fußeinsatz, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Fußeinsatz als eine, der natürlichen äußeren Fußkontur im Längsschnitt einbeschriebene, eine in sich geschlossene Kontur bildende, Ringfeder (2) ausgebildet ist. 10
2. Prothesenfuß nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Kontur der Ringfeder (2) im Fersen- (5) und/oder Zehenbereich (4) einer Kreis- bzw. Ellipsenform angenähert ist. 15
3. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringfeder im Fersenbereich (5) eine den Vorderfuß (4) zugewandte Wölbung (6) aufweist. 20
4. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß eine durchgängige Sohle (3) in unmittelbarem Kraftschluß mit der Ringfeder (2) steht. 25
5. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringfeder (2) entlang der in sich geschlossenen Kontur unterschiedliche Querschnitte zwecks Abstimmung der Federcharakteristik aufweist. 30
6. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringfeder (2) mehrschichtig aus in Längsrichtung gegeneinander verschiebbaren aufeinanderliegenden Segmenten besteht. 35
7. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringfeder (2) aus faserverstärktem Kunststoff besteht. 40
8. Prothesenfuß nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Faserbewehrung aus Glas- und/oder Kohlefasern besteht.
9. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die geschlossene, ringförmige Struktur der Ringfeder (2) aus mehreren untereinander mechanisch verbundenen Segmenten besteht. 45
10. Prothesenfuß nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Segmente untereinander verschraubt, vernietet oder durch eine, insbesondere aus bereits bei der Herstellung der Ringfeder (2) mit zu diesem Zeitpunkt noch flüssigen Kunststoff getränktem Fasermaterial bestehende, die Segmente in ihrem einander überlappenden Verbindungsbereich umgreifende Schelle (8) verbunden sind. 50
11. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß innerhalb der Ringfeder (2) ein weiteres elastisches Federelement (12), ein Stoßdämpfer (14) und/oder ein Begrenzungselement (11, 13) vorgesehen ist, welche in Einfederungsrichtung der Ringfeder wirksam sind. 55
12. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Stoßdämpfer (14) hydraulisch und insbesondere mit geschwindigkeitsabhängiger Dämpfung arbeitet.
13. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden

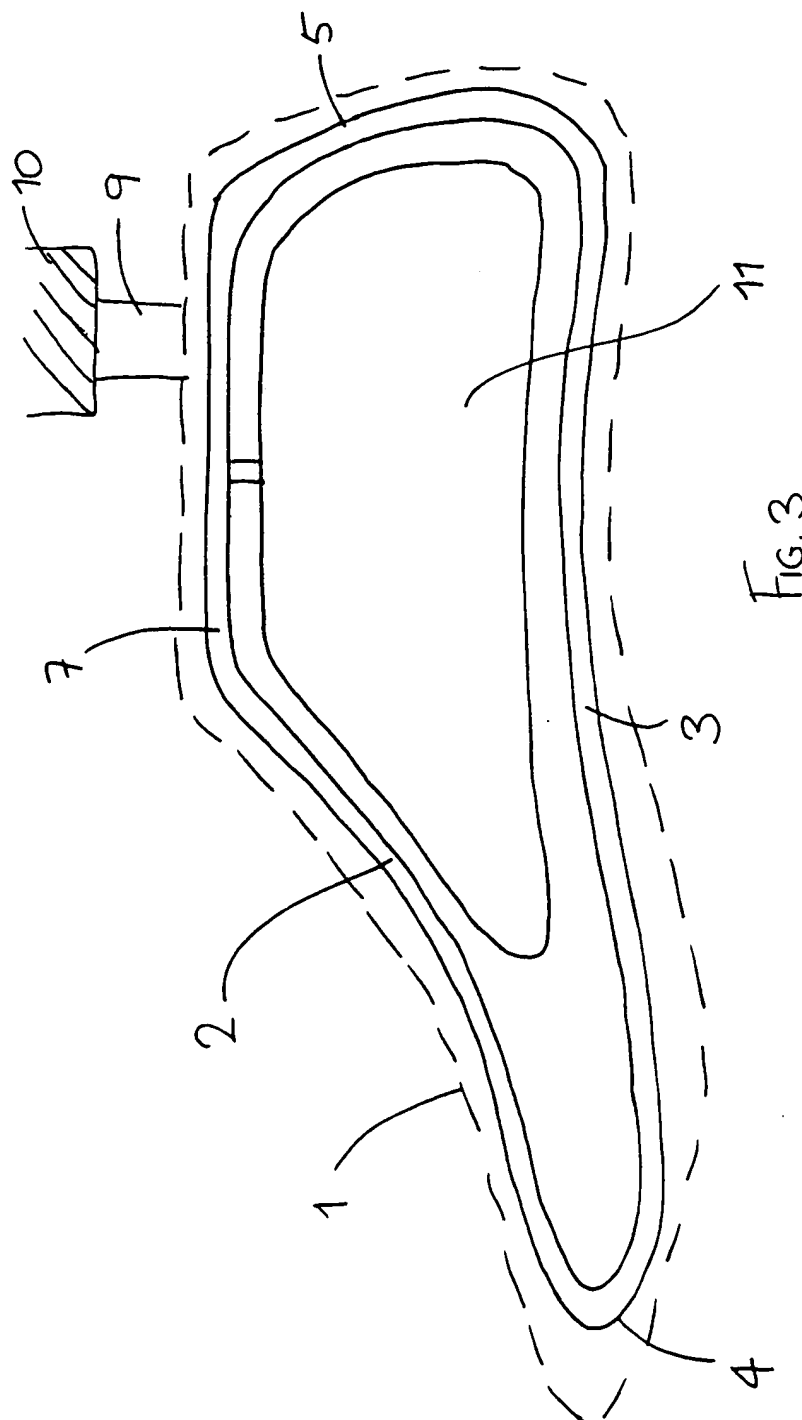
Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringfeder (2), gegebenenfalls zusammen mit den weiteren die Einfederung bestimmenden Elementen, mit einem Prothesenkörper (1) in kosmetisch gestalteter Fußform umschäumt ist oder aber unverkleidet eine Strukturprothese bildet.

14. Prothesenfuß nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringfeder (2) und gegebenenfalls die weiteren die Einfederung bestimmenden Elemente durch eine, insbesondere verschleißbare, Zugangsöffnung erreichbar und austauschbar sind.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen







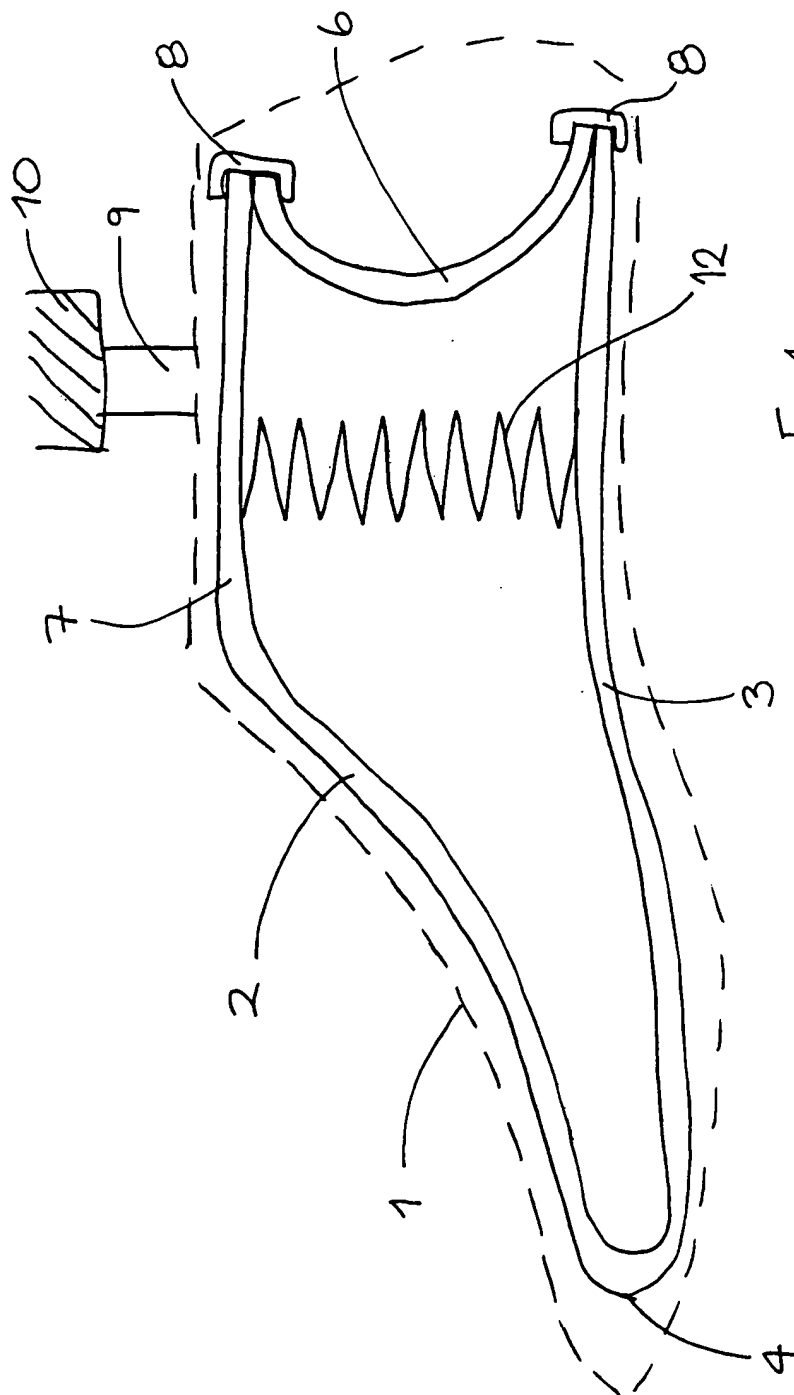


Fig. 4

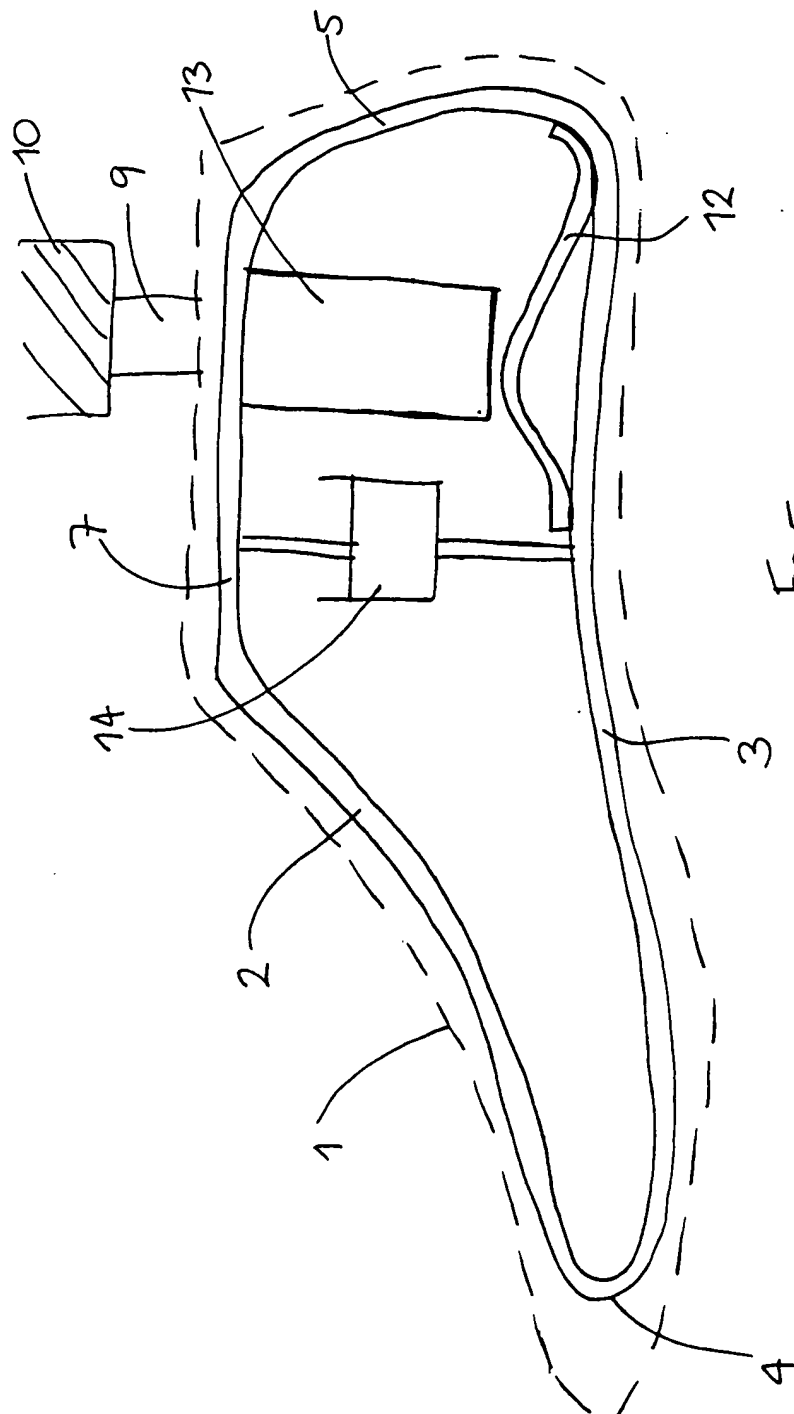


Fig. 5